

Illumination unit for the generation of optical sectional images in transparent media, in particular in the eye

Patent number: DE10155464
Publication date: 2003-05-22
Inventor: KOSCHMIEDER INGO (DE)
Applicant: ZEISS CARL JENA GMBH (DE)
Classification:
- international: A61B3/10; A61B3/12; A61B3/135
- european: A61B3/135
Application number: DE20011055464 20011112
Priority number(s): DE20011055464 20011112

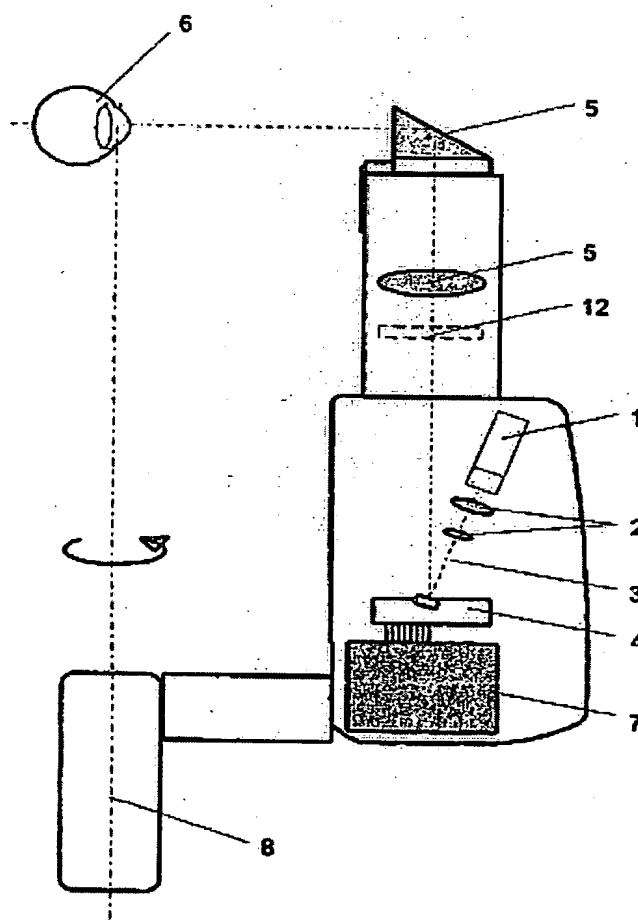
Also published as:

WO03041573 (A1)
EP1443853 (A1)
US2004116811 (A1)
EP1443853 (B1)

Report a data error here

Abstract of DE10155464

The invention relates to an arrangement whereby the beams emitted from a laser, serving as illumination source, with low divergence are focused in or on the eye under examination, by means of a reflection element controlled in a defined manner and beam deflection elements arranged in the beam. The optical sectional images produced in and on the eye can be observed in conventional manner and/or recorded with an image processing unit, further processed and analysed. According to the invention, a sectional image with high depth of field can thus be generated with the precise periodic beam deflection of a particularly fine laser beam, which remains focussed through the whole dimension of the object under investigation and which permits an improved analysis. The intensity of the laser beam can be varied, such as to be adequate for observation and documentation, the diameter of the beam being fine enough for a highly detailed resolution.



Data supplied from the esp@cenet database - Worldwide

THIS PAGE BLANK (USPTO)



US 20040116811A1

(19) **United States**(12) **Patent Application Publication**
Koschmieder(10) **Pub. No.: US 2004/0116811 A1**(43) **Pub. Date: Jun. 17, 2004**(54) **ILLUMINATION UNIT FOR THE
GENERATION OF OPTICAL SECTIONAL
IMAGES IN TRANSPARENT MEDIA, IN
PARTICULAR IN THE EYE**(76) **Inventor: Ingo Koschmieder, Jena (DE)**

Correspondence Address:

Gerald H Kiel**Reed Smith****599 Lexington Avenue****New York, NY 10022-7650 (US)**(21) **Appl. No.: 10/473,460**(22) **PCT Filed: Nov. 11, 2002**(86) **PCT No.: PCT/EP02/12561**(30) **Foreign Application Priority Data**

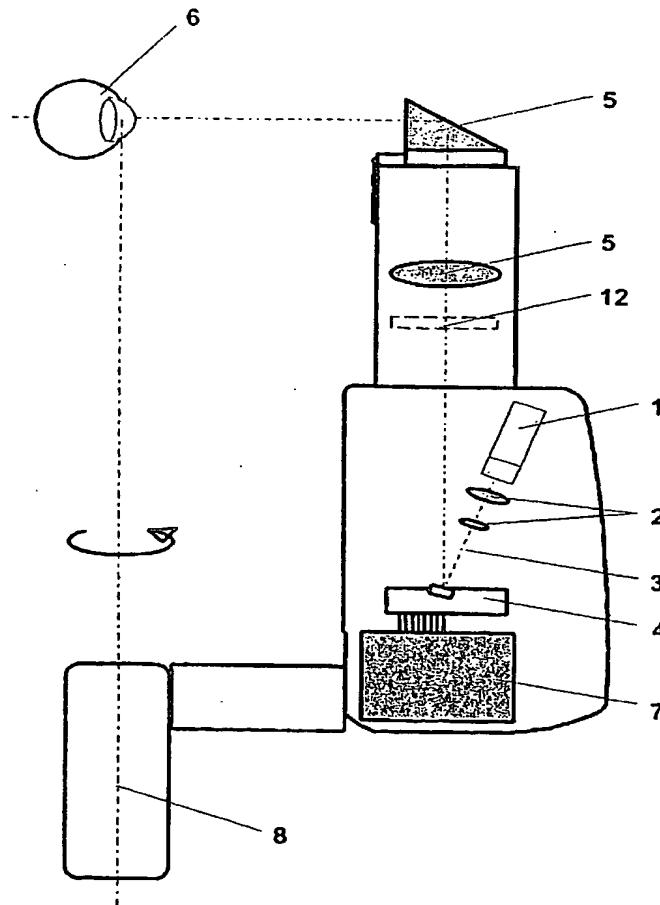
Nov. 12, 2001 (DE)..... 101 55 464.8

Publication Classification(51) **Int. Cl.⁷ A61B 6/00**(52) **U.S. Cl. 600/452; 600/476**(57) **ABSTRACT**

Illumination unit for the generation of optical sectional images in transparent media, particularly in the eye.

In the arrangement according to the invention, the low-divergence beams emitted by a laser serving as illumination source are imaged on or in the eye under examination by a reflection element which is controllable in a defined manner and beam deflection elements present in the beam path. The optical sectional images resulting in and on the eye can be observed and/or recorded, further processed and evaluated with an image processing unit in a known manner.

In the solution according to the invention, a sectional image is generated by the deliberate periodic beam deflection of a particularly fine laser beam with high depth of focus, which sectional image remains sharp through the entire dimension of the object to be examined and makes possible an improved evaluation. The intensity of the laser beam bundle can be varied in such a way that it is sufficient for observation and documentation, but so that the diameter of the beam bundle is fine enough for a high detail resolution.



THIS PAGE BLANK (USPTO)



①⑨ BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

⑫ **Offenlegungsschrift**
⑩ **DE 101 55 464 A 1**

⑤① Int. Cl. 7:
A 61 B 3/10
A 61 B 3/12
A 61 B 3/135

⑳ Aktenzeichen: 101 55 464.8
㉔ Anmeldetag: 12. 11. 2001
㉔③ Offenlegungstag: 22. 5. 2003

㉔① Anmelder:
Carl Zeiss Jena GmbH, 07745 Jena, DE

㉔② Erfinder:
Koschmieder, Ingo, 07743 Jena, DE

⑤⑥ Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht
zu ziehende Druckschriften:

DE 198 12 050 A1
US 51 39 022 A
US 48 77 321 A

JP 01285242 A., In: Patent Abstracts of Japan;;

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

⑤④ Beleuchtungseinheit zur Erzeugung von optischen Schnittbildern in transparenten Medien, insbesondere im Auge

⑤⑦ Bei der erfindungsgemäßen Anordnung werden die von einem als Beleuchtungsquelle dienenden Laser ausgehenden Strahlen geringer Divergenz durch ein definiert steuerbares Reflexionselement und im Strahlengang vorhandene Strahlenkungselemente auf oder in dem zu untersuchenden Auge abgebildet. Die im und am Auge entstehenden optischen Schnittbilder können in bekannter Weise beobachtet und/oder mit einer Bildverarbeitungseinheit aufgenommen, weiterverarbeitet und ausgewertet werden.

Bei der erfindungsgemäßen Lösung wird durch die gezielte periodische Strahlablenkung eines besonders feinen Laserstrahls mit hoher Schärfentiefe ein Schnittbild erzeugt, welches in der gesamten Dimension des zu untersuchenden Objektes scharf bleibt und eine verbesserte Auswertung ermöglicht. Die Intensität des Laserstrahlbündels kann dabei so variiert werden, dass sie für die Beobachtung und Dokumentation ausreicht, der Durchmesser des Strahlenbündels jedoch fein genug für eine hohe Detailauflösung ist.

DE 101 55 464 A 1

DE 101 55 464 A 1

Beschreibung

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft eine spezielle Beleuchtungseinheit zur Erzeugung einer veränderbaren Spaltabbildung wie sie in ophthalmologischen Untersuchungsgeräten, u. a. in Spaltlampen, eingesetzt werden. Mittels Spaltbildprojektion wird in dem zu untersuchenden mehr oder weniger transparenten Objekt, z. B. im Inneren des Auges, ein Lichtschnitt erzeugt. Die Parameter des Schnittbündels sind variabel, insbesondere der Einfallswinkel, die Abmessungen des Spaltbildes, seine Intensität und die spektrale Zusammensetzung. Aus der Form, Lage und Intensität des Streulichtes des so erzeugten Schnittbildes können Rückschlüsse auf das zu untersuchende Objekt gewonnen werden.

[0002] Bei Spaltlampen wie sie beispielsweise in [1] beschrieben sind, werden zur Erzeugung von Spaltabbildungen bisher mechanisch/optische Elemente, wie Spaltblenden benutzt. Die für eine hohe optische Detailauflösung innerhalb des optischen Schnittes erforderlichen variablen und möglichst geringen Spaltbreiten sind sehr schwer realisierbar. Außerdem sind die mechanischen Baugruppen sehr aufwendig zu justieren, was unter anderem durch die Wärmeausdehnung der Baugruppen noch erschwert wird. Eine Reproduzierbarkeit von Einstellungen zu Messzwecken ist nur beschränkt möglich. Durch die festen Spalt- und Lochblenden und deren Platzbedarf ist die Vielfalt denkbarer Leuchtfeldgeometrien äußerst begrenzt.

[0003] Da es sich bei der Spaltbildprojektion um eine optische Abbildung mit physikalisch begrenzter Schärfentiefe handelt, muss die Abbildung immer streng auf den Ort der Untersuchung fokussiert werden. Ein in der gesamten Ausdehnung des menschlichen Auges scharfes Schnittbündel lässt sich mit den bisher genannten Lösungen nicht erzielen. Eine Verbesserung der Verhältnisse kann zwar mit einer Anordnung nach dem Scheimpflugprinzip erreicht werden, jedoch ist der technische Aufwand dafür entsprechend größer. [0004] In der DE 198 12 050 A1 sind ein Verfahren und eine Anordnung zur Beleuchtung bei einem Augenmikroskop beschrieben. Die verschiedensten Leuchtmakrogeometrien werden mit Hilfe opto-elektronischer Bauelemente erzeugt. Die Leuchtfeldgeometrien werden dabei auf den Augenvorder- oder Hintergrund projiziert und dienen der allgemeinen Untersuchung des Auges.

[0005] In den Patentschriften US 5,404,884; US 5,139,022 und US 6,275,718 sind Verfahren und Anordnungen zur Beleuchtung der vorderen Augensegmente beschrieben, bei denen als Lichtquelle ein planar konfigurierter Laser verwendet wird. Nachteilig bei diesen Lösungen sind jedoch unter Umständen die eingeschränkte Variabilität der Spaltabmessungen, die verwendete Wellenlänge der Laserquellen und die fehlende Möglichkeit zur Erzeugung von Mehrfachspaltprojektionen. Die beschriebenen Anordnungen sind keine Spaltlampengeräte, die im normalen Diagnosebetrieb genutzt werden. Weiterhin hat das Aufnahmesystem für das Streulicht vom Auge eine physikalisch begrenzte Schärfentiefe, die den Ausdehnungsbereich des scharfen Laser-Schnittbildes nicht vollständig erfassen kann.

Literatur

[1] Rassow, B. u. a., "Ophthalmologisch-optische Instrumente", 1987, Ferdinand Enke Verlag Stuttgart, S. 99 ff und 137 ff

[0006] Der vorliegenden Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, die bekannten Lösungen dahingehend weiter zu entwickeln, dass trotz der für eine hohe optische Detailauflö-

sung innerhalb des optischen Schnittes erforderlichen möglichst geringen Spaltbreite und großen Schärfentiefe eine ausreichende Lichtintensität für eine Beobachtung und Dokumentation, insbesondere mit analoger oder digitaler Bildaufnahmetechnik, gewährleistet werden kann.

[0007] Erfindungsgemäß wird die Aufgabe durch die Merkmale der unabhängigen Ansprüche gelöst. Bevorzugte Weiterbildungen und Ausgestaltungen sind Gegenstand der abhängigen Ansprüche.

[0008] Mit der vorgeschlagenen technischen Lösung einer Beleuchtungseinheit zur Erzeugung von optischen Schnittbildern im Auge wird durch die gezielte periodische Strahlenlenkung eines besonders feinen Laserstrahls mit hoher Schärfentiefe ein Schnittbild erzeugt, welches in der gesamten Dimension des zu untersuchenden Objektes scharf bleibt und eine verbesserte Auswertung ermöglicht. Die Intensität des Laserstrahlbündels kann dabei so variiert werden, dass sie für die Beobachtung und Dokumentation ausreicht, der Durchmesser des Strahlenbündels jedoch fein genug für eine hohe Detailauflösung ist. Die vorgeschlagene Beleuchtungseinheit könnte dabei so ausgestaltet werden, dass sie zusätzlich zu einer bereits vorhandenen Beleuchtungseinheit eines ophthalmologischen Gerätes, wie beispielsweise einer Spaltlampe, genutzt wird. Als ein Zusatzmodul für bereits vorhanden ophthalmologische Geräte könnte es durch eine breite Anwendung die Untersuchungen am menschlichen Auge wesentlich vereinfachen und die Genauigkeit der Untersuchungsergebnisse verbessern.

[0009] Die Erfindung wird nachfolgend anhand eines Ausführungsbeispiels beschrieben. Dazu zeigen

[0010] Fig. 1 die schematische Darstellung einer Spaltlampe mit der erfindungsgemäßen Beleuchtungseinheit und [0011] Fig. 2 die Prinzipdarstellung eines Mikroscoannerspiegels.

[0012] Fig. 1 zeigt den Aufbau einer Spaltlampe mit der erfindungsgemäßen Beleuchtungseinheit zur Erzeugung von optischen Schnittbildern. Die von dem, als Beleuchtungsquelle 1 dienende, Laser ausgehenden Strahlen geringer Divergenz werden durch ein definiert steuerbares Reflexionselement 4 und im Strahlengang vorhandene Strahlformungs- und Strahlenkungselemente (schematisch dargestellt) 5 auf oder in dem zu untersuchenden Auge 6 abgebildet. Dabei sind der Winkel und die Richtung des auf das zu untersuchende Auge gerichteten Laserstrahles 3 frei wählbar.

[0013] Als Beleuchtungsquelle 1 wird beispielsweise ein Laserdiodenmodul, vorzugsweise im blauen oder grünen Spektralbereich, eingesetzt. Durch die Beleuchtung mit Licht im grünen oder blauen Spektralbereich erfolgt eine höhere Streuung in den transparenten Medien des Auges, was zu deutlicheren Schnittbildern für die optische Diagnose führt. Mit Hilfe einer Fokussieroptik 2 wird ein sehr feiner Laserstrahl 3 geringer Divergenz erzeugt. Dieser Laserstrahl 3 trifft unter einem bestimmten Winkel und Abstand auf das Reflexionselement 4, welches in Frequenz und Amplitude von der Steuereinheit 7 steuerbar ist. Das Reflexionselement 4 ist dabei ein Spiegel geringer Abmessungen, der in zwei oder mehreren Richtungen unabhängig voneinander kippbar ist. Dieser sogenannte Mikroscoannerspiegel-Chip gehört vorzugsweise zur Gruppe der MEMS (micro-electro-mechanical-system) und kann beliebiger Bauart sein. Vom Fraunhofer-Institut für Mikroelektronische Schaltungen und Systeme Dresden wird beispielsweise ein derartiger Chip unter der Bezeichnung "Resonanter 1D- und 2D-Mikroscoannerspiegel" angeboten.

[0014] Als Reflexionselement kann dabei auch ein Mikroscoannerspiegel-Chip vom DMD-Typ (digital mirror device) eingesetzt werden, wie er beispielsweise von Texas Instruments angeboten wird.

[0015] Fig. 2 zeigt die Prinzipdarstellung eines Mikros-
cannerspigel-Chips vom MEMS-Typ. Dabei ist das eigent-
liche Spiegelement 9 über die Halterahmen 10 entlang der
Achsen 11 und 12 kippbar. Die Verkippung um die jeweili-
gen Achsen 11 und 12 kann beispielsweise durch die Erzeu-
gung von harmonischen mechanischen Schwingungen ge-
eigneter Frequenz und Amplitude mittels elektrostatischer
Ansteuerung erfolgen. Der über Torsionsfedern oder kard-
nische Aufhängungen befestigte Mikros-cannerspigel wird
dadurch in harmonische mechanische Schwingungen ver-
setzt. Somit können aus dem punktförmigen Laserstrahl 3
geringer Divergenz Abbildungen der verschiedensten For-
men auf oder in dem zu untersuchenden Auge erzeugt wer-
den. Schwingt der Mikros-cannerspigel beispielsweise nur
in einer Richtung, so wird das Abbild eines Spaltes erzeugt.
[0016] Bei den Mikros-cannerspigel-Chips des Fraunho-
fer-Institutes liegen die einstellbaren Schwingungsfrequen-
zen in Abhängigkeit von der darzustellenden Abbildung
zwischen 150 Hz und 20 kHz. Die Amplitude der Schwin-
gung ist bei diesem Mikros-cannerspigel-Chip dem Betrag
der Antriebsspannung direkt proportional und kann über
diese geregelt werden. Durch das elektrostatische Antriebs-
prinzip sind Ablenkwinkel bis 60° erreichbar.
[0017] Prinzipiell sind für die Ansteuerung von Mikros-
cannerspigneln elektrostatische, thermomechanische, piezo-
elektrische und magnetische Anregungsformen möglich.
Aus den vielfältigen Möglichkeiten der Modulation bezüg-
lich Frequenz, Amplitude und Intensität resultieren eine
Vielzahl darstellbarer Abbildungen, wie beispielsweise Ein-
fach- und Mehrfachspalte, Gitter sowie Raster.
[0018] Ein besonderer Vorteil der erfindungsgemäßen Be-
leuchtungseinheit besteht in der Möglichkeit einer quasi
gleichzeitigen Abbildung von mehreren Spaltbildern auf
oder in dem zu untersuchenden Auge. Dadurch kann die
Dauer der Untersuchung verkürzt und die physische Bela-
stung des Patienten wesentlich verringert werden.
[0019] Der so in seiner Ausbreitungsrichtung und durch
zusätzliche Modulation auch in seiner Intensität veränderli-
che Laserstrahl 3 wird durch die Strahlformungs- und
Strahlenkungselemente 5 auf oder in das zu untersuchende
Auge 6 gelenkt.
[0020] Die im Auge 6 entstehenden optischen Schnittbil-
der können in gewohnter Weise z. B. mit einem Stereomi-
kroskop veränderbarer Vergrößerung oder einer ähnlichen
Anordnung beobachtet werden. Heutige ophthalmologische
Geräte besitzen neben einem Beobachtungssystem in der
Regel auch eine Bildverarbeitungseinheit, mit deren Hilfe
die Schnittbilder aufgenommen, weiterverarbeitet und aus-
gewertet werden können.
[0021] Die erfindungsgemäße Beleuchtungseinheit kann
auf Grund ihrer geringen Abmessungen in verschiedenste
ophthalmologische Untersuchungsgeräte, insbesondere
Spaltlampen integriert werden. Die Beleuchtungseinheit
kann dabei mit der herkömmlichen bereits vorhandenen Be-
leuchtungsanordnung kombiniert oder separat genutzt wer-
den. Es ist ebenfalls möglich, die Beleuchtungseinheit als
Zusatzmodul zur Erweiterung bereits vorhandener ophthal-
mologischer Geräte einzusetzen um dadurch die Untersu-
chungen am menschlichen Auge wesentlich vereinfachen
und die Genauigkeit der Untersuchungsergebnisse verbes-
sern zu können. Moderne ophthalmologische Untersu-
chungsgeräte verfügen über zusätzliche Dokumentations-
einrichtungen wie beispielsweise Foto-/Videokomponenten
zur analogen und digitalen Bildaufzeichnung und Bildbear-
beitung und eine automatisierte Bildauswertung zur Gewin-
nung von Messwerten vom Untersuchungsobjekt. Zur Erhö-
hung der Schärfentiefe bei der Dokumentation kann die
Aufnahmeeinheit mit ihrem Empfänger (z. B. CCD Chip)

entsprechend der Scheimpflugbedingung abgestimmt auf
den Winkel der Spalteinstrahlrichtung zur optischen Achse
geneigt werden. Die Wirkung kann dabei vorteilhaft mit ei-
nem Monitorbild kontrolliert werden.

[0022] Bei der erfindungsgemäßen Beleuchtungseinheit
kann die Intensität der Laserquelle vorteilhaft so gewählt
werden, dass sie für die Beobachtung und Dokumentation
ausreicht, der Durchmesser des Strahlenbündels jedoch fein
genug für eine hohe Detailauflösung ist und Grenzwerte für
die spektrale Bestrahlungsstärke am Augenhintergrund
nicht überschritten werden. Durch eine geeignete Modula-
tion der Intensität der Lichtquelle können weitere vorteil-
hafte Effekte, beispielsweise die räumliche Trennung von
Projektionsstrukturen erreicht werden. Dazu verfügen die
heutigen Laserdiodenmodule in der Regel über einen zu-
sätzlichen Anschluß zum anlegen eines Modulationssignals.
Auf diese Weise lassen sich verschiedene Beleuchtungs-
strukturen wie Punkt- und Strichrastrer oder auch Mehrfach-
spaltabbildungen realisieren. Diese Beleuchtungsstrukturen
können ebenfalls als dynamische Vorgänge erzeugt werden,
um bestimmte Abläufe zu automatisieren.

[0023] Die beschriebene Beleuchtungseinheit dient der
Erzeugung von optischen Schnittbildern nicht nur im Auge,
sondern auch in anderen transparenten Medien. Die Be-
leuchtungseinheit ist beispielsweise auch zur Untersuchung
von Flüssigkeitsschichten und/oder zur Prüfung von opti-
schen Bauelementen, wie Linsen, Prismen usw. einsetzbar.
Dabei kann es vorteilhaft sein, dass der Mikros-cannerspigel
nicht in Schwingungen versetzt wird, sondern eine
"langsame Scannbewegung" über das zu prüfende Objekt
ausführt. Da nicht alle Mikros-cannerspigel die Möglichkeit
für eine derartige Ansteuerung bieten, ist ein entsprechendes
Modell auszuwählen.

Patentansprüche

1. Beleuchtungseinheit zur Erzeugung von optischen
Schnittbildern in transparenten Medien, insbesondere
im Auge, **dadurch gekennzeichnet**,
dass als Beleuchtungsquelle (1) ein Laser vorgesehen
ist und
dass zur gezielten Ablenkung der Laserstrahlen ein de-
finiert steuerbares Reflexionselement (4) vorhanden ist.
2. Beleuchtungseinheit nach Anspruch 1, dadurch ge-
kennzeichnet,
dass die vom, als Beleuchtungsquelle (1) dienenden,
Laser ausgesendete Strahlung eine geringe Divergenz
aufweist und/oder
dass die vom Laser ausgesendete Strahlung vorzugs-
weise im blauen oder grünen Spektralbereich liegt und/
oder
dass die Intensität der Beleuchtungseinheit (1) steuer-
bar ist und/oder
dass die Beleuchtungseinheit (1) über Strahlformungs-
elemente (2) verfügt.
3. Beleuchtungseinheit nach Anspruch 1 und 2, da-
durch gekennzeichnet, dass die Beleuchtungsquelle (1)
ein Laserdiodenmodul ist.
4. Beleuchtungseinheit nach Anspruch 1 bis 3, da-
durch gekennzeichnet,
dass das Reflexionselement (4) in Frequenz und Am-
plitude steuerbar ist,
dass das Reflexionselement (4) ein Spiegel geringer
Abmessungen ist,
dass das Reflexionselement (4) mindestens in einer,
vorzugsweise in zwei oder mehreren Richtungen unab-
hängig voneinander kippbar ist und
dass das Reflexionselement (4) ein Mikros-cannerspigel-

gel-Chip beliebiger Bauart ist.

5. Ophthalmologisches Untersuchungsgerät, insbesondere Spaltlampe, dadurch gekennzeichnet, dass es eine Beleuchtungsanordnung nach Anspruch 1 bis 4 enthält,

dass die Beleuchtungseinheit (1) kombiniert mit der herkömmlichen Beleuchtungseinrichtung genutzt wird und bei Bedarf zuschaltbar ist oder

dass die Beleuchtungseinheit (1) separat zu der herkömmlichen Beleuchtungseinrichtung genutzt wird und optional ansetzbar ist,

dass zusätzliche Dokumentationseinrichtungen wie beispielsweise Foto- oder Videokomponenten zur analogen und digitalen Bildaufzeichnung und Bildbearbeitung vorhanden sind,

dass eine zusätzliche automatisierte Bildauswertung zur Gewinnung von Messwerten vom Untersuchungsobjekt vorhanden ist und

dass die Dokumentationseinrichtung zur Erhöhung der Schärfentiefe gemäß der Scheimpflug-Bedingung um einen Winkel gekippt werden kann, um so die räumliche Ausdehnung des Schnittbildes in seiner gesamten Dimension besser erfassen zu können.

Hierzu 2 Seite(n) Zeichnungen

25

30

35

40

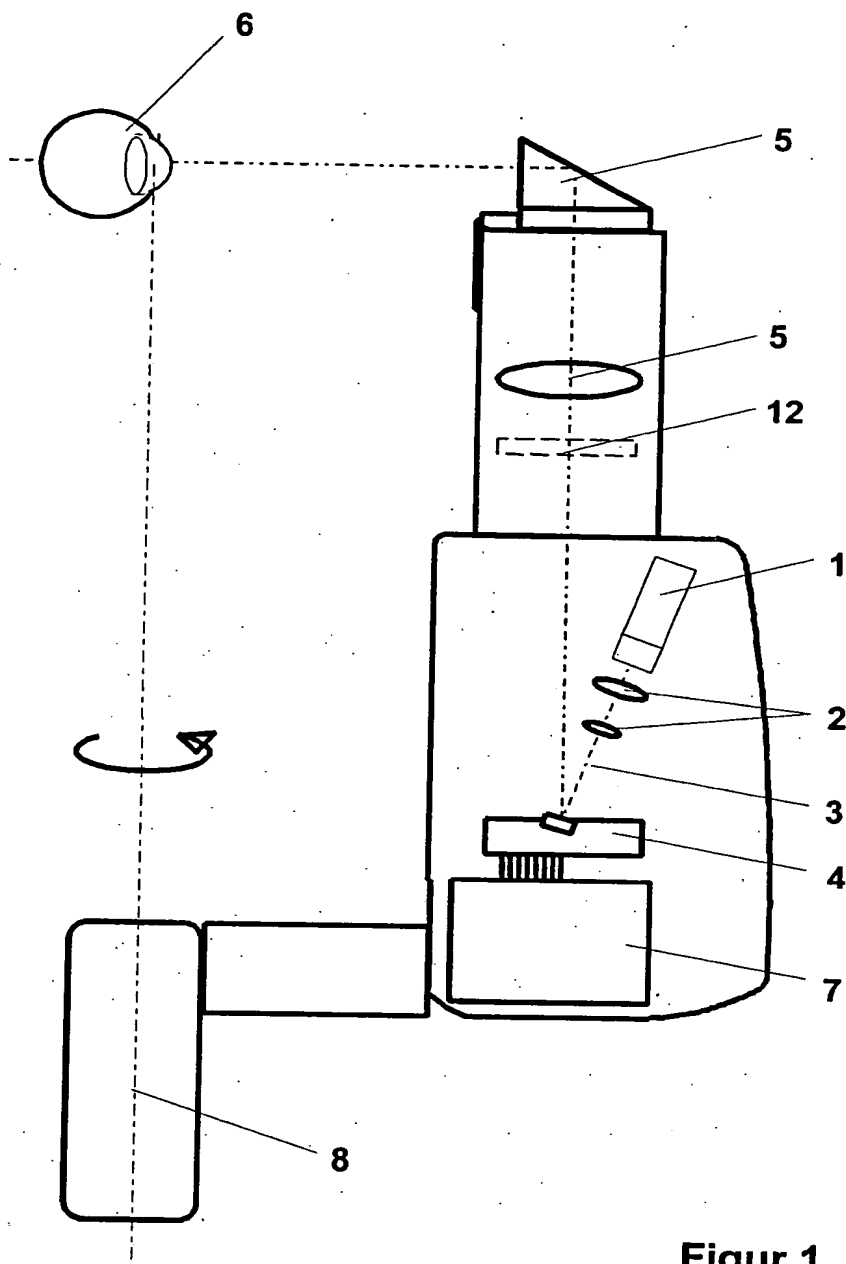
45

50

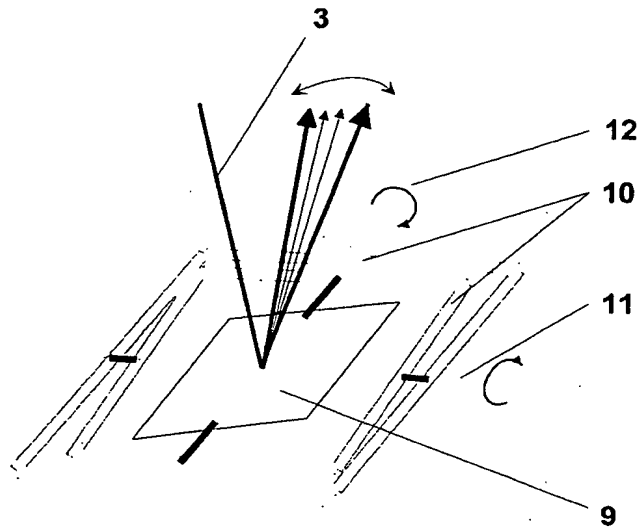
55

60

65



Figur 1



Figur 2